

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Tooru TAKAHASHI, et al.

GAU:

SERIAL NO: New Application

EXAMINER:

FILED: Herewith

FOR: DIAGNOSTIC X-RAY SYSTEM

REQUEST FOR PRIORITY

COMMISSIONER FOR PATENTS
ALEXANDRIA, VIRGINIA 22313

SIR:

☒ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number PCT/JP02/03210, filed March 29, 2002, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.

☐ Full benefit of the filing date(s) of U.S. Provisional Application(s) is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e): Application No. Date Filed

☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NUMBER</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
Japan	2001-097116	March 29, 2001

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

☒ are submitted herewith

☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

☐ were filed in prior application Serial No. filed

☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number

Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.

☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and

☐ (B) Application Serial No.(s)

☐ are submitted herewith

☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.

Gregory J. Maier

Registration No. 25,599

Customer Number

22850

Tel. (703) 413-3000

Fax. (703) 413-2220

(OSMMN 05/03)

GJM:fb1

I:\USER\FBLAZ\IPCT BY-PASS\242629.REQ.PRIOR.DOC

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 1 年 3 月 2 9 日
Date of Application:

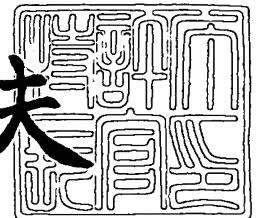
出 願 番 号 特 願 2 0 0 1 - 0 9 7 1 1 6
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 1 - 0 9 7 1 1 6]

出 願 人 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
Applicant(s): 株式会社東芝

2 0 0 3 年 7 月 1 8 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 A000007186

【提出日】 平成13年 3月29日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明の名称】 X線診断装置

【請求項の数】 4

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社
 東芝那須工場内

 【氏名】 高橋 徹

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都北区赤羽 2 丁目 1 6 番 4 号 東芝医用システムエ
 ンジニアリング株式会社内

 【氏名】 栗原 崇

【特許出願人】

 【識別番号】 594164531

 【氏名又は名称】 東芝医用システムエンジニアリング株式会社

【特許出願人】

 【識別番号】 000003078

 【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

 【識別番号】 100058479

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 鈴江 武彦

 【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

【識別番号】 100084618

【弁理士】

【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100068814

【弁理士】

【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【弁理士】

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【弁理士】

【氏名又は名称】 河井 将次

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 特願2000- 91018

【出願日】 平成12年 3月29日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9722683

【包括委任状番号】 9705037

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書
【発明の名称】 X線診断装置
【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して所定のX線条件でX線を曝射するX線発生手段と、
前記X線の曝射領域を限定する絞り手段と、
前記被検体の体内を透過したX線に基づいて所定サイズの画像を生成する生成手段と、
前記画像中の所定領域に関する輝度を計算する輝度計算手段と、
前記輝度に基づいてX線条件を決定し、当該X線条件を前記X線発生手段にフィードバック制御する制御手段と、
前記画像中において、前記絞り手段の影響を受けた領域と前記所定領域とが重なるか否かを判別する判別手段と、
を具備し、
前記判別手段が重なりと判別した場合、前記輝度計算手段は、前記所定領域を前記絞り手段の影響を受けた領域とは重ならない他の領域に変形し、当該他の領域に基づいて輝度を計算し、
前記制御手段は、前記他の領域に関する輝度に基づいて他のX線条件を決定し、当該他のX線条件を前記X線発生手段にフィードバック制御すること、
を特徴とするX線診断装置。

【請求項 2】

前記所定領域は、診断部位に応じた形状又は大きさのうち少なくとも一方を有することを特徴とする請求項 1 記載のX線診断装置。

【請求項 3】

前記輝度計算手段が実行する前記他の領域に関する輝度計算、及び前記制御手段が実行する前記他のX線条件に関するフィードバック制御は、前記絞り手段による絞り操作に連動してリアルタイムで実行されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載のX線診断装置。

【請求項 4】

撮影形態に応じて前記所定領域を変更する変更手段をさらに具備し、
前記判別手段は、前記変更手段が前記所定領域を変更した場合には、前記画像中において、当該変更後の所定領域と前記絞り手段の影響を受けた領域とが重なるか否かを判別すること、
を特徴とする X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、自動輝度制御処理を有する X 線診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X 線診断装置とは、被験者の体内を透過した X 線の強弱を濃淡画像として表示する画像装置であり、診断・治療等の目的に応じて種々のものが存在する。この透過した X 線像を可視化する手段は、大きく分けて撮影と透視の二つの方法に分けられる。例えば、透視を利用した X 線診断装置では、収集した X 線画像をテレビジョンのモニタにリアルタイムに動画として観察することができ、即時性に優れている。

【0003】

透視或いは撮影を利用した X 線診断装置（以下、X 線診断装置）は、一般に自動輝度調整と呼ばれる機能を有している。この機能は、X 線条件を変化させて、表示する X 線透視画像の輝度を一定に自動調節するものである。

【0004】

図 7 は、従来の X 線診断装置における自動輝度調整機能を説明するための図であり、TV モニタに表示された X 線透視像を示している。

【0005】

従来の X 線診断装置では、輝度計測手段（例えば、フォトマルやビデオレベルを計測する手段）によって、例えば図 7 に示す X 線透視像内の輝度計測領域 70 の平均輝度が計算される。そして、輝度計測領域 70 の明暗を判別し、適切な輝度となるように X 線条件を決定して X 線発生系にフィードバックすることで、自

動輝度調節を行っていた。

【0006】

ところで、X線診断装置による診断時において、被検体の余分な被曝の防止或いは表示された画像をより見やすくする等を目的として、X線発生系から曝射されるX線ビームをX線絞り装置により絞る場合がある。この場合、X線透視画像は当該絞りによる影響を受け、図7に示すように表示される画像領域が限定される。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、図7に示すように輝度計測領域70に掛かる様な絞りが実行されると、上述した従来の自動輝度調節機能では、輝度計測領域70に基づいて平均輝度を計算するため、絞りの影響を受けた領域を含んだ輝度調節を実行してしまう。従って、X線透視画像を過度に明るくする輝度調節となってしまう、最適な輝度を提供しうるX線条件を決定することができない。

【0008】

また、診断における関心領域は、部位によって異なるのが一般的である。しかし、従来のX線診断装置における輝度計測領域70は、撮影対象（部位）に関わらず一定の形状・大きさに固定されていた。従って、表示された部位によっては、輝度計測領域70は関心領域と対応していない場合があり、部位に応じた適切な輝度調節が実行できないことがあった。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、X線絞りの影響を受けず、また、検査部位に応じた適切な輝度制御処理を容易に実行することができるX線診断装置を提供することを目的とし、以下の特徴を具備するものである。

【0010】

すなわち、請求項1記載の発明は、被検体に対して所定のX線条件でX線を曝射するX線発生手段と、上記X線の曝射領域を限定する絞り手段と、上記被検体の体内を透過したX線に基づいて所定サイズの画像を生成する生成手段と、上記

画像中の所定領域に関する輝度を計算する輝度計算手段と、上記輝度値に基づいてX線条件を決定し、当該X線条件を上記X線発生手段にフィードバック制御する制御手段と、上記画像中において、上記絞り手段の影響を受けた領域と上記所定領域とが重なるか否かを判別する判別手段と、を具備し、上記判別手段が重なると判別した場合、上記輝度計算手段は、上記所定領域を上記絞り手段の影響を受けた領域とは重ならない他の領域に変形し、当該他の領域に基づいて輝度を計算し、上記制御手段は、上記他の領域に関する輝度に基づいて他のX線条件を決定し、当該他のX線条件を上記X線発生手段にフィードバック制御することを特徴とするX線診断装置である。

【0011】

このような構成によれば、絞り手段の影響を受けた領域と所定領域とが重なると判別した場合、絞り手段の影響を受けない他の領域に基づいて輝度を計算する。そして、当該輝度に基づいてX線条件を決定し、フィードバック制御することで、適切なX線画像を得る。その結果、X線絞りに影響されない適切な輝度制御処理を容易に実行することができる。

【0012】

請求項2記載の発明は、上記X線診断装置において、上記所定領域は、診断部位に応じた形状又は大きさのうち少なくとも一方を有することを特徴とするものである。

【0013】

このような構成によれば、診断部位に応じた適切な領域に基づいて輝度計算が実行される。その結果、診断部位に合うように、上記領域を改めて設定する手間を省くことができ、作業性を向上させることができる。

【0014】

請求項3記載の発明は、上記X線診断装置において、上記輝度計算手段が実行する上記他の領域に関する輝度計算、及び上記制御手段が実行する上記他のX線条件に関するフィードバック制御は、上記絞り手段による絞り操作に連動してリアルタイムで実行されることを特徴とするものである。

【0015】

この様な構成によれば、X線絞り操作に連動して、当該X線しぼりの影響を受けない領域について輝度計算を行う。そして、当該輝度に基づいてリアルタイムで輝度制御処理が実行される。従って、絞り操作に連動してリアルタイムで適切なX線画像を得ることができる。

【0016】

請求項4記載の発明は、撮影形態に応じて前記所定領域を変更する変更手段をさらに具備し、前記判別手段は、前記変更手段が前記所定領域を変更した場合には、前記画像中において、当該変更後の所定領域と前記絞り手段の影響を受けた領域とが重なるか否かを判別することを特徴とするX線診断装置である。

【0017】

この様な構成によれば、適切で見やすいX線撮影画像を撮影することができ、また、撮影形態が変更された場合であっても、再び絞り位置情報を取得する必要が無く、診断作業の効率化を図ることができる。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。本発明は、透視によるX線診断装置及び撮影によるX線診断装置（或いは、透視モードと撮影モードとによる画像撮影を行うX線診断装置）の双方について適用可能である。

【0019】

図1は、本実施形態に係るX線診断装置の概略構成を示した図である。

【0020】

図1において、X線診断装置は、高電圧発生装置11、X線管球13、X線絞り装置15、検出器17と、透視画像処理装置20に設けられた、検出器インタフェース22、輝度算出用画像メモリ24、X線絞りインタフェース26、高電圧発生装置インタフェース28、CPU30、ビデオ信号変換部32と、装置本体に接続されたTVモニタ34、操作卓36を具備している。

【0021】

図1において、高電圧発生装置11は、X線管球13に高電圧を供給する装置である。

【0022】

X線管球13は、X線を発生する真空管であり、高電圧発生装置11で発生された高電圧により電子を加速させ、ターゲットに衝突させることでX線を発生させる。

【0023】

X線絞り装置15は、X線管球13と被検体の間に設けられ、X線管球13のX線焦点から曝射されたコーン状のX線ビームを整形し、所要の立体角のX線ビームを形成する。

【0024】

位置検出装置16は、X線絞り装置15の絞りに関する位置情報を検出し、X線絞りI/F26を介してCPU30へ送り出す。具体的には、絞り装置15がX線を成形する領域のサイズと、当該絞り装置15から検出器17までの距離等を検出し、位置情報としてCPU30へ送り出す。

【0025】

なお、絞り装置15から検出器17までの距離に関しては、当該位置検出装置16によらず、別の検出器によって距離を検出しCPU30に転送する構成であってもかまわない。

【0026】

検出器17は、被検体Pを透過したX線透過データを検出し、検出器インタフェース22へ出力する。検出器には、一般に、半導体デバイスを使用した平面検出器と、X線蛍光増倍管（イメージ・インテンシファイア）と光学系とから構成される検出器とがある。本発明に係るX線診断装置には、いずれを用いてもかまわないが、本実施形態では、説明の簡略化のため、平面検出器とする。

【0027】

検出器インタフェース22は、検出器17によってデジタル変換されたデジタル透視画像データを入力し、CPU30や輝度算出用画像メモリ24等に転送する。

【0028】

輝度算出用画像メモリ24は、検出器インタフェース22からのデジタル透視

画像データを入力し、フレーム毎に記憶する記憶部である。

【0029】

X線絞りインタフェース26は、CPU36からの制御信号を所定の信号列に変換し、X線絞り装置15への送信を行う。

【0030】

高電圧発生装置インタフェース28は、X線発生のためのCPU30からの制御信号を、高電圧発生装置11に転送するインタフェースである。

【0031】

CPU30は、X線透視画像データの収集に関する制御、及び収集した画像データの画像処理に関する制御を行う中央処理装置である。また、CPU30は、輝度算出用画像メモリ24に記憶されたX線透視画像データの輝度計算、X線絞り装置15から入力する絞り位置情報に基づく輝度計測領域の変更、計算された輝度に基づくX線条件の決定、当該X線条件の高電圧発生装置1.1へのフィードバック等の制御を実行する。

【0032】

ビデオ信号変換部32は、入力したX線透視画像データの信号列を、ビデオフォーマットにラ信号変換する。

【0033】

TVモニタ34は、ビデオ信号変換部により出力された画像データを表示する。

【0034】

操作卓36は、キーボードや各種スイッチ、マウス等を備えた入力装置である。

【0035】

(自動輝度制御処理)

次に、上記のように構成したX線診断装置において、X線絞り操作を実行した場合の自動輝度制御処理を、透視によって診断を行う場合を例として以下図3、図4を参照しながら説明する。

【0036】

なお、自動輝度制御処理とは、X線透視画像中の基準領域に関する平均輝度が適切な輝度となるように、X線条件を再設定し高電圧発生装置11にフィードバックする制御法である。なお、X線条件とは、X線管電流、X線電圧等である。

【0037】

図2は、本発明に係るX線診断装置の特徴の一つである、輝度測定領域を随時変更可能な自動輝度制御の手順の一例を示すフローチャートである。

【0038】

図3は、自動輝度制御処理を説明するための図であり、TVモニタに表示された背骨のX線透視画像と、初期設定されている関心領域（ROI）とを示している。

【0039】

図2において、まず、所定の入力により、検査プロトコルが決定される（ステップS1）。この検査プロトコルは、検査部位の選択等によって決定される。

【0040】

次に、CPU30は、位置情報検出装置16よりX線絞り装置15の絞りに関する位置情報を取得する（ステップS2）。

【0041】

そして、この位置情報に基づいて、一フレーム画像においてX線絞りによって影響を受ける領域を算出し、当該領域と初期設定された関心領域（以下、本実施形態では、第1の輝度計測領域と称する）とが重なるか否かを判別する（ステップS3）。

【0042】

具体的には、絞り装置15がX線を成形する領域のサイズと、当該絞り装置15から検出器17までの距離とがわかれば、検出器17上のX線照射領域を特定することができる。

【0043】

ステップS3において、第1の輝度計測領域40と絞りによって影響を受けた範囲とが重なる（図7参照）と判別された場合には、ステップS4に移行し、本発明の特徴の一つである、以下に述べる自動輝度調節に関する基準領域の変更を

実行する。

【0044】

すなわち、CPU30は、ステップS3において特定した絞りの影響を受ける領域に基づいて、図3に示した第1の輝度計測領域40を、図4に示した絞りの影響を受けない第2の輝度計測領域42に変更する。そして、CPU30は、第2の輝度計測領域42を自動輝度調節に関する基準領域として設定する。(ステップS4)。

【0045】

なお、変更後の基準領域は、ステップS2において述べたX線照射領域がフレーム内に占める領域を算出することで求めることができる。

【0046】

一方、ステップS3において、第1の輝度計測領域と絞りによって影響を受けた範囲とが重ならないと判別された場合には、ステップS3に移行し、自動輝度制御の基準領域を第1の輝度計測領域40に設定する(ステップS5)。

【0047】

なお、第1の輝度計測領域40は、操作卓36からの変更操作により任意の形状に変更することができる。また、第1の輝度計測領域40は、撮影対象(撮影部位)によって適切な形状、大きさ等が存在する。従って、適切な形状、大きさ等を有する第1の輝度計測領域40が、撮影対象に応じて自動的に設定される構成であることが好ましい。この内容については、後で詳しく説明する。

【0048】

次に、所定のタイミングによってX線管球13からX線が曝射され、被検体Pを透過したX線透過データが検出器17によって取得される(ステップS6)。

【0049】

そして、CPU30は、ステップS4或いはステップS5において設定された基準領域に関する自動輝度制御を実行する(ステップS7)。

【0050】

すなわち、取得されたX線透過データは、検出器インタフェース22を介して、輝度算出用画像メモリ24にフレーム毎に記憶される。CPU30は、輝度算

出用画像メモリ 24 に記憶された一のフレームのデジタル透視画像を読み出し、当該画像中に設定された基準領域に関する輝度計算を実行する。この輝度計算は、当該基準領域の全画素の平均として算出される。そして、CPU 30 は、基準領域内の透視画像が適切な輝度となるような X 線条件を設定し、高電圧発生装置 11 にフィードバックする。

【0051】

このような自動輝度制御の結果、適切な輝度調節が行われた X 線透視画像を、TV モニタ 34 に表示する（ステップ S8）。

【0052】

以上の手順により、X 線紋りに影響を受けない最適な輝度制御を行い、適切な輝度で X 線透視画像を表示することができる。なお、当該輝度制御機能は、連続して実行することも可能である。その手順を以下簡単に述べる。

【0053】

図 5（a）、（b）、（c）は、連続して X 線紋り操作を実行した場合の自動輝度制御処理を説明するための図である。

【0054】

例えば、図 5（a）に示すような X 線透視画像に対して紋り操作を加えた結果、図 5（b）に示す第 2 の輝度計測領域 42 が設定され、当該領域に基づく自動輝度制御処理が実行されたとする。

【0055】

そして、図 5（b）に示した透視画像に対して、所定の紋り操作をさらに加えた場合には、図 2 に示した手順を再び繰り返すことで、図 5（c）に示すように第 3 の輝度計測領域 44 が設定され、当該領域に基づく自動輝度制御処理が実行される（今の場合、検査プロトコルは変更されていないので、実際にはステップ S2 からの処理となる。さらに、ステップ S3 の判別及びステップ S5 の処理は第 2 の輝度計測領域 42 に基づいて実行され、また、ステップ S4 の処理は、第 3 の輝度計測領域 44 に基づく）。更なる紋り操作、或いは開放操作によっても同様な自動輝度制御処理が実行されることは、言うまでもない。

【0056】

次に、撮影対象（部位）ごとに第 1 の輝度計測領域を自動設定する機能について説明する。

【0057】

一般に、第 1 の輝度計測領域は関心領域とされ、診断において特に重要な透視画像情報が表示される領域である。この関心領域は、撮影対象（撮影部位）によって適切な形状、大きさ等が存在する。従って、診断対象に応じた領域が設定されることが好ましい。この事情に鑑み、本発明に係る X 線診断装置は、撮影対象ごとに自動的設定される機能を有している。この機能について、図 6 を参照しながら以下説明する。

【0058】

図 6 は、部位毎に輝度計測領域を自動設定する機能を説明するための図である。

【0059】

図 6 において、検査プロトコル 50 は、上述したように検査部位の選択等によって決定され、例えば「頭部プロトコル」、「腹部プロトコル」、「下肢プロトコル」等に分類されている。CPU 30 は、図 2 のステップ S1 において決定された検査プロトコルに基づいて、それぞれの部位に対応させて予め登録されている第 1 の輝度計測領域 40 によって、図 2 のステップ S3 の判別が実行される。図 6 には、各部位に対応させた第 1 の輝度計測領域の例を示してある。これらの各領域は、当然のごとく、登録内容を変更することで任意の形状・大きさにすることができる。

【0060】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0061】

従来では、図 7 に示したように、絞りの影響を受けた領域と絞りの影響を受けない領域とを含む輝度計測領域のままで自動輝度制御を行っていたので、適切な輝度調節が実行されていなかった。

【0062】

これに対し、本発明に係る X 線診断装置は、基準領域である第 1 の輝度計測領

域40を、例えば図5に示すように絞りの影響を受けない第2の輝度計測領域42に変更するので、当該絞りによる影響を受けない適切な輝度調節を容易に実行することができる。その結果、適切で見やすいX線透視画像を提供することができる。

【0063】

また、この自動輝度制御は随時実行されているので、X線絞り操作を行った場合でも、適切で見やすいX線透視画像を容易にリアルタイムで提供することができる。

【0064】

さらに、検査部位ごとに適した輝度計測領域が自動設定されるので、所定の部位観察に適した輝度を提供することができる。従って、基準領域の変更処理を省くことができ、効率化を図ることができる。

【0065】

(自動撮影条件推定処理)

次に、本X線診断装置が行う自動撮影条件推定処理について説明する。

【0066】

一般に、X線診断装置においては、診断対象の詳細な静止画像或いは動画像を取得するための撮影モードと、一連のX線画像を連続的又は周期的に取得し、可視像をリアルタイムで表示する透視モードとによる撮影が可能である。撮影モードによる撮影と透視モードによる撮影とを比較した場合、初期設定されるROIの大きさ、照射されるX線強度等が異なる。具体的には、撮影モードにおいて初期設定されるROIの大きさは、撮影対象を含む領域とされることから、一般的に透視モードにおいて初期設定されるROI（すなわち、上述した「第1の輝度計測領域」）よりも大きい。これに対し、現実の透視モードでは位置決めを目的として撮影系を移動させながらの観察が多いことから、第1の輝度計測領域は、フレーム画像の中心付近に設定される場合が多い（なお、例えば図3に示す第1の輝度計測領域は、説明をわかりやすくする観点から、比較的大きな領域としてある。）。また、診断画像を収集するための撮影モードにおける照射X線の強度は、位置決めを目的とする透視モードのものよりも強い。

【0067】

これらを利用した画像収集の一形態として、例えば、透視モードによって撮影系（X線管球13、X線絞り装置15、検出器17、これらが設置された図示していないCアーム等）の適切な位置決めをした後、撮影モードによる診断画像の撮影を行う場合がある。係る場合において、透視モードから撮影モードに移行するとき、上述した様に種々の条件が異なることから、通常のX線診断装置では全ての条件はリセットされる。従って、撮影モードを開始するとき、撮影モード用の新たな条件設定を行う必要があり、通常では、例えば撮影モードの一回目のX線照射に基づいて撮影条件が求められ、設定される。

【0068】

これに対し、本X線診断装置では、透視モードによって撮影系の適切な位置決めの後、撮影モードによる診断画像の撮影を行う場合には、透視モードにおいて得られた情報を撮影モードに利用する自動撮影条件推定処理を実行する。この自動撮影条件推定処理によれば、撮影モードにおける一回目のX線照射から適切な撮影条件の設定ができ、迅速なX線診断画像の収集が可能となる。

【0069】

図7は、自動撮影条件推定処理を含む本X線診断装置の一連の撮影動作を説明するためのフローチャートである。

【0070】

図7において、まず、図2に示した手順に従って、透視モードによる撮影系の位置決めを行う（ステップS9）。なお、ここでは上述したステップS1～ステップS8までの処理が実行されるものとする。

【0071】

次に、操作者の操作卓36からの所定の入力により、撮影モードに移行する（ステップS10）。

【0072】

撮影モードに移行した後、CPU30は、図2ステップS3において算出された一フレーム画像においてX線絞りによって影響を受ける領域と、撮影モードにおいて初期設定されているROI（以下、「撮影モードROI」と）が重なるか

否かを判別する（ステップS11）。

【0073】

ステップS11において、撮影モードROIと絞りによって影響を受けた範囲とが重なる（図7参照）と判断された場合には、ステップS12に移行し、撮影モードROIを、絞りの影響を受ける領域とは重ならない最適化ROIへと変更し、基準領域とする。

【0074】

すなわち、CPU30は、ステップS3において特定した絞りの影響を受ける領域に基づいて、例えば図3に示した撮影モードROIを図4に示す絞りの影響を受けない最適化ROIに変更する。そして、CPU30は、最適化ROIを自動輝度調整に関する基準領域として設定する（ステップS12）

なお、最適化ROIは、第2の輝度計測領域42の場合と同様に、ステップS2において述べたX線照射領域が一フレーム内に占める領域を算出することがきる。

【0075】

一方、ステップS11において、撮影モードROIと絞りによって影響を受けた範囲とが重ならないと判断された場合には、ステップS13に移行し、撮影モードROIを基準領域に設定する（ステップS13）。

【0076】

次に、透視モードにおける撮影条件から、本撮影モードにおける撮影条件を自動算出する（ステップS14）。すなわち、透視モードにおいて取得された絞りの位置或いは最適な輝度値等の情報を利用して、X線照射を伴わずに撮影モードにおける撮影条件を算出する。

【0077】

次に、所定のタイミングによってX線管球13からX線が曝射され、被検体Pを透過したX線撮影データが検出器17によって取得される（ステップS15）

。

【0078】

そして、CPU30は、ステップS12或いはステップS13において設定さ

れた基準領域に関する自動輝度制御を実行する（ステップ S 16）。本自動輝度制御は、既に述べた通りである。

【0079】

このような自動輝度制御の結果、適切な輝度調節が行われた X 線撮影画像を、TV モニタ 34 に表示することができる（ステップ S 17）。

【0080】

以上述べた自動撮影条件推定処理によれば、透視モードで撮影系の位置決め処理を行い、引き続いて撮影モードにて診断画像を撮影する場合には、前段の撮影系の位置決め処理において取得した絞り位置情報を利用して ROI の最適化を行うことができる。すなわち、透視モードにおいて取得した情報を利用することで、当該透視モードにおける ROI よりも大きな撮影モード ROI が初期設定される撮影モードであっても、初回の X 線照射から適切な自動輝度制御を行うことができる。従って、本 X 線診断装置によれば、適切で見やすい X 線撮影画像を撮影することができ、また、撮影モードにおいて再び絞り位置情報を取得する必要が無く、診断作業の効率化を図ることができる。

【0081】

以上、本発明を各実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示すように、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

【0082】

例えば、図 2 或いは図 7 に示した処理の何れかのステップにおいて、割り込み操作として任意のタイミングで X 線絞りの位置が変更された場合には、再びステップ S 1 に戻って、新たな X 線絞り位置情報に基づいた処理が実行される構成とすればよい。

【0083】

また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせ実施してもよく、その場合組合わせた効果が得られる。さらに、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれ

ており、開示される複数の構成要件における適宜な組合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも1つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【0084】

【発明の効果】

以上本発明によれば、X線絞りの影響を受けず、また、検査部位に応じた適切な輝度制御処理を容易に実行することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明に係るX線診断装置の概略構成を示した図である。

【図2】

図2は、輝度測定領域を随時変更可能な自動輝度制御の手順の一例を示すフローチャートである。

【図3】

図3は、第1の輝度計測領域に関する自動輝度制御処理を説明するための図であり、TVモニタに表示されたX線透視像を示している。

【図4】

図4は、X線絞り操作を実行した場合の自動輝度制御処理を説明するための図であり、TVモニタに表示されたX線透視像を示している。

【図5】

図5(a)、(b)、(c)は、連続してX線絞り操作を実行した場合の自動輝度制御処理を説明するための図であり、TVモニタに表示されたX線透視像を示している。

【図6】

図6は、部位毎に輝度計測領域を自動設定する機能を説明するための図である。

【図7】

図 7 は、自動撮影条件推定処理を含む本 X 線診断装置の一連の撮影動作を説明するためのフローチャートである。

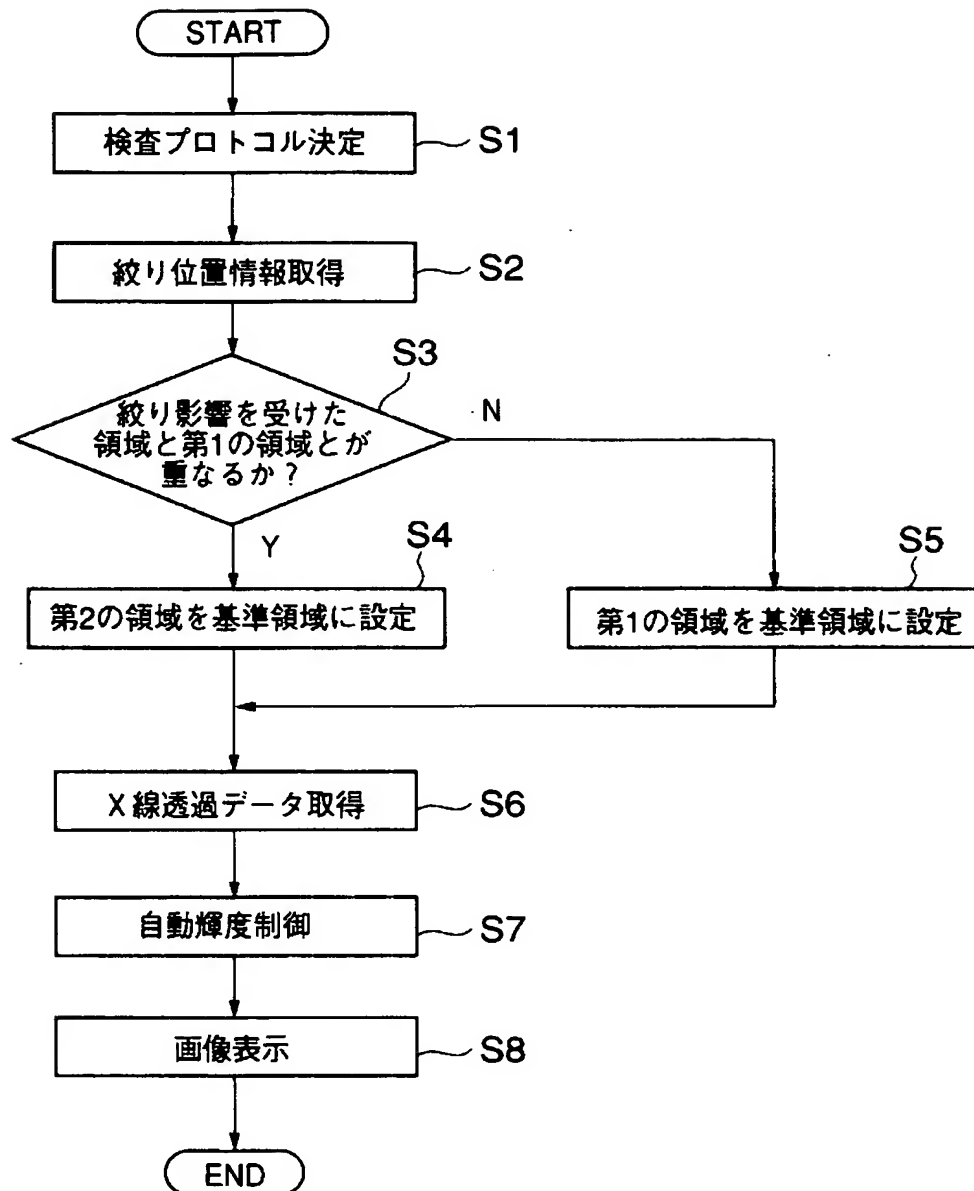
【図 8】

図 8 は、従来の自動輝度制御処理を説明するための図である。

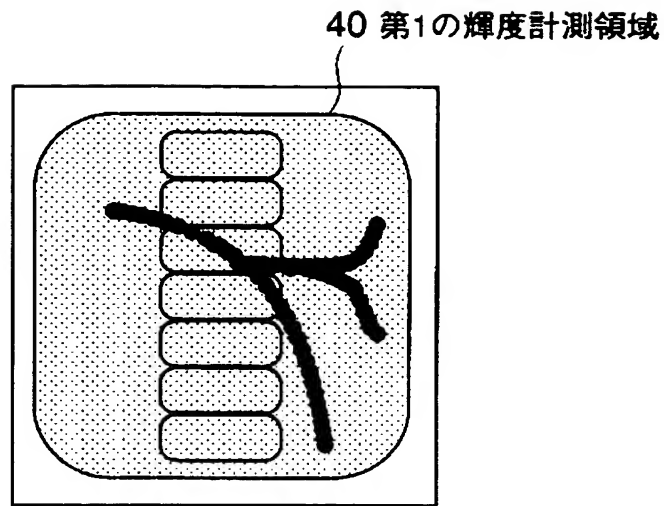
【符号の説明】

- 1 1 …高電圧発生装置
- 1 3 …X 線管球
- 1 5 …線紋り装置
- 1 6 …位置検出装置
- 1 7 …検出器
- 2 0 …透視画像処理装置
- 2 2 …検出器インタフェース
- 2 4 …輝度算出用画像メモリ
- 2 6 …線紋りインタフェース
- 2 8 …高電圧発生装置インタフェース
- 3 0 …C P U
- 3 2 …ビデオ信号変換部
- 3 4 …T V モニタ
- 3 6 …操作卓
- 4 0 …第 1 の輝度計測領域
- 4 2 …第 2 の輝度計測領域
- 4 4 …第 3 の輝度計測領域

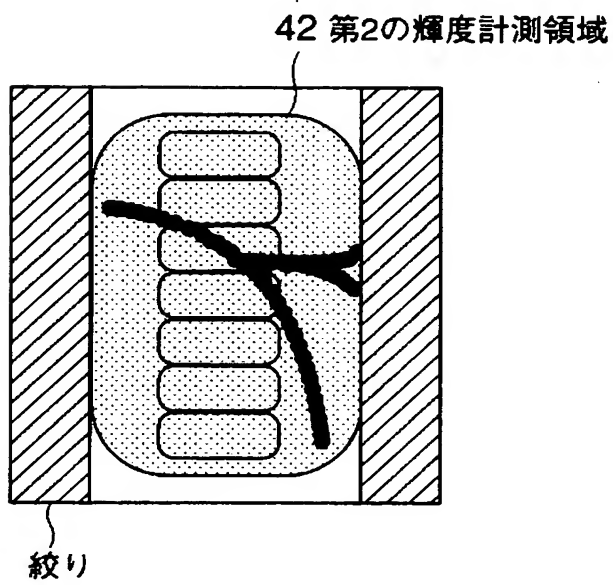
【図 2】



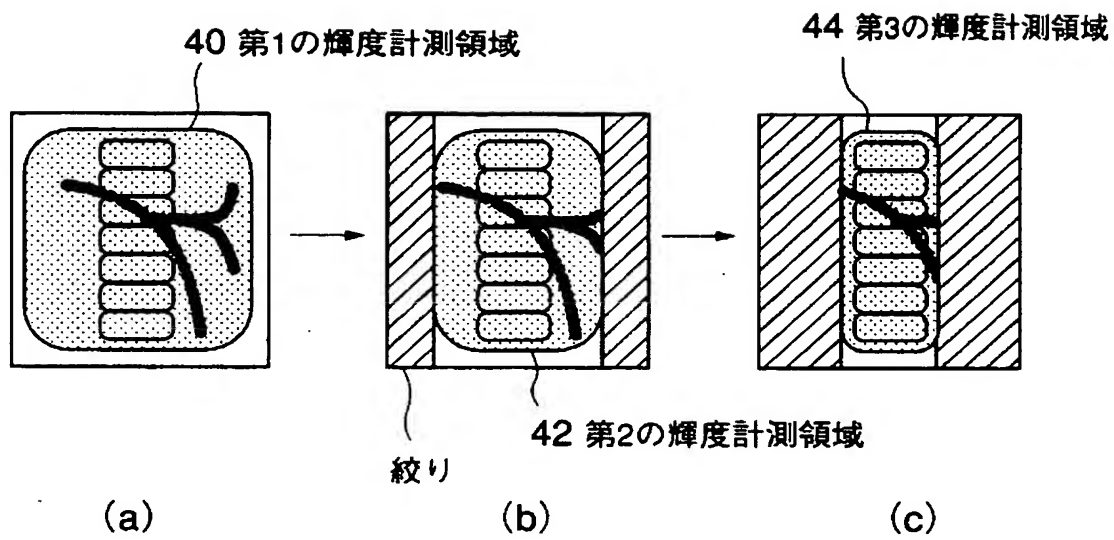
【図 3】



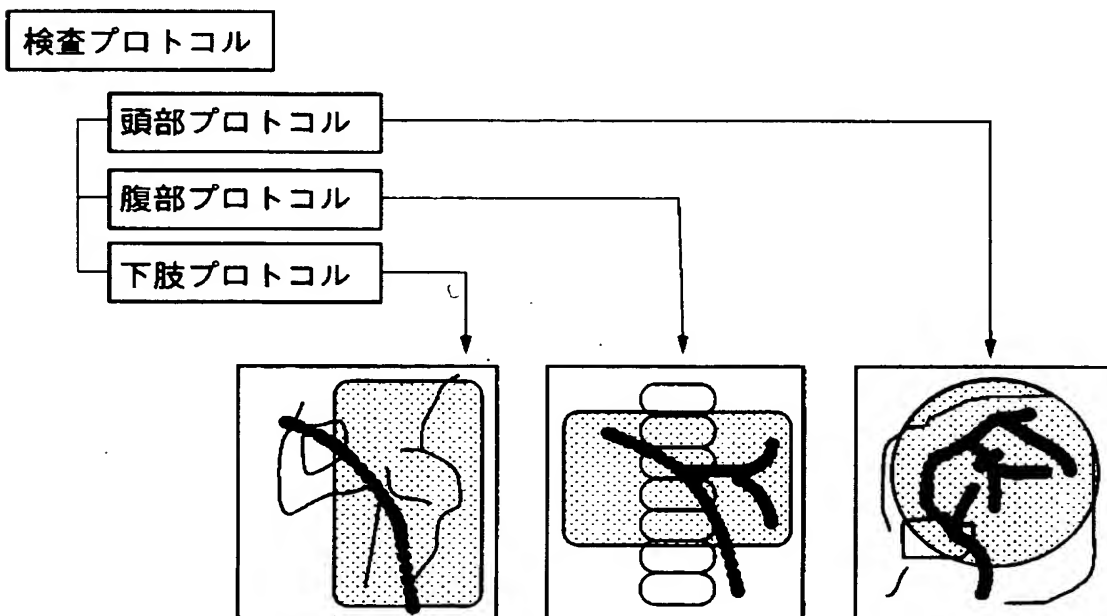
【図 4】



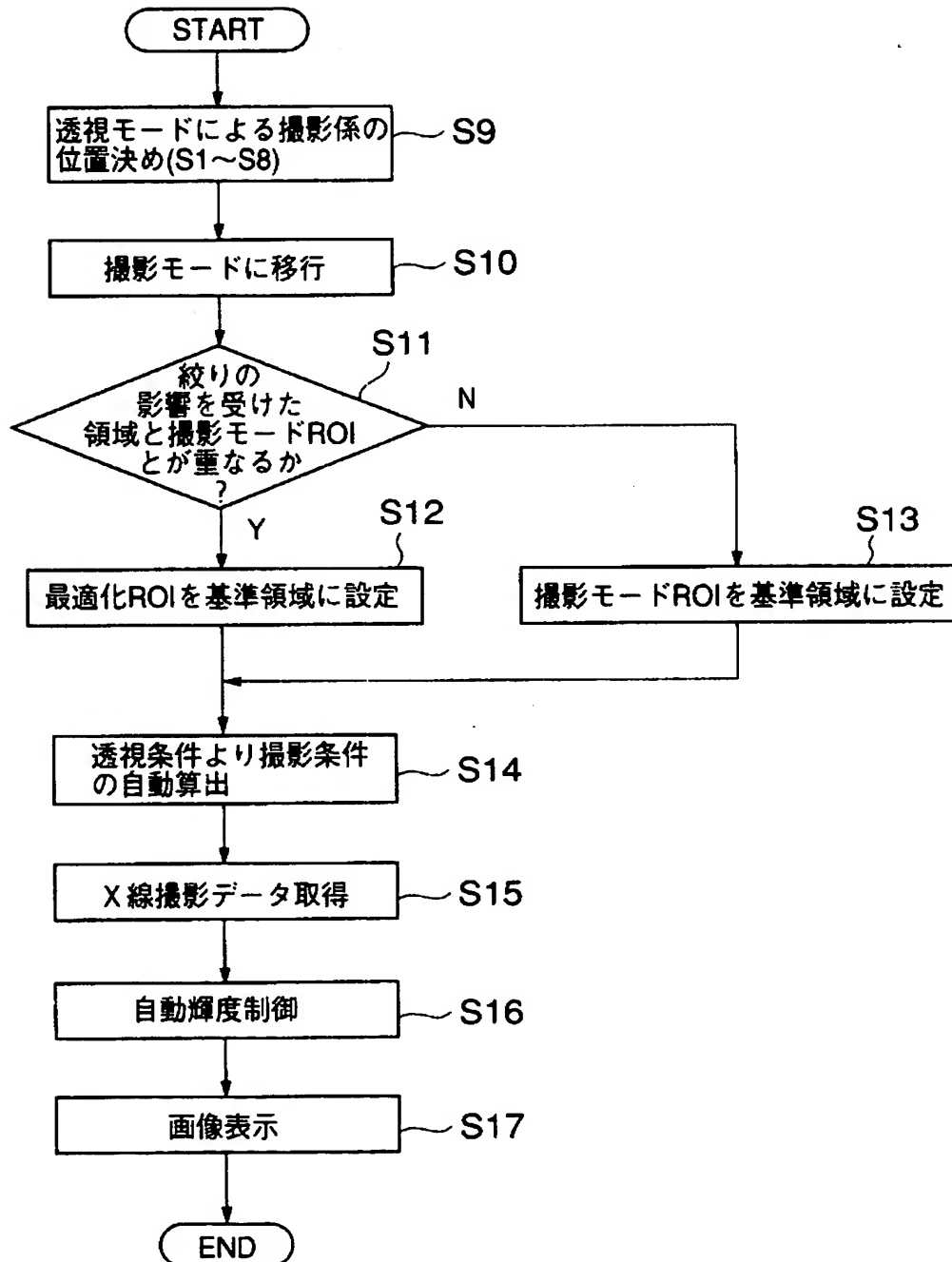
【図 5】



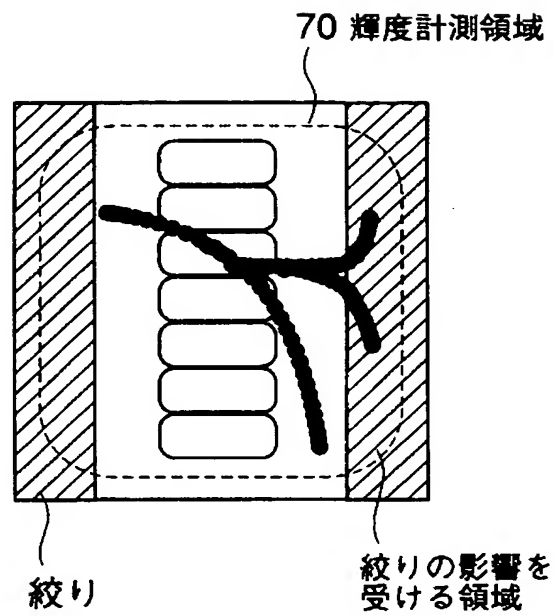
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 X線絞りの影響を受けず、また、検査部位に応じた適切な輝度制御処理を容易に実行することができるX線診断装置を提供すること。

【解決手段】 X線絞り装置の絞りに関する位置情報に基づいて、当該透視画像がX線絞りによって影響を受ける領域を把握する。この影響を受ける領域と、X線透視画像の第1の輝度計測領域（関心領域）とが重なるか否かを判別し、重ならない場合には第1の輝度計測領域に基づいて自動輝度制御を実行する。また、重なる場合には、第1の輝度計測領域を変形し、上記影響を受ける領域と重ならない第2の自動輝度計測領域を基準として自動輝度制御を実行する。

【選択図】 図1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2001-097116
受付番号	50100464194
書類名	特許願
担当官	北原 良子 2413
作成日	平成13年 4月11日

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】	594164531
【住所又は居所】	東京都北区赤羽2丁目16番4号
【氏名又は名称】	東芝医用システムエンジニアリング株式会社

【特許出願人】

【識別番号】	000003078
【住所又は居所】	神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
【氏名又は名称】	株式会社東芝

【代理人】

申請人

【識別番号】	100058479
【住所又は居所】	東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外 國特許法律事務所内
【氏名又は名称】	鈴江 武彦

【選任した代理人】

【識別番号】	100084618
【住所又は居所】	東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外 國特許法律事務所内
【氏名又は名称】	村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】	100068814
【住所又は居所】	東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外 國特許法律事務所内
【氏名又は名称】	坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】	100092196
【住所又は居所】	東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外 國特許法律事務所内
【氏名又は名称】	橋本 良郎

次頁有

認定・付加情報 (続き)

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【住所又は居所】 東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外
國特許法律事務所内

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【住所又は居所】 東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外
國特許法律事務所内

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【住所又は居所】 東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 鈴榮内外
國特許法律事務所内

【氏名又は名称】 河井 将次

次頁無

特願 2001-097116

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[594164531]

- | | |
|----------|----------------------|
| 1. 変更年月日 | 1997年10月22日 |
| [変更理由] | 名称変更 |
| 住 所 | 東京都北区赤羽2丁目16番4号 |
| 氏 名 | 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 |
| | |
| 2. 変更年月日 | 2003年 4月23日 |
| [変更理由] | 住所変更 |
| 住 所 | 栃木県大田原市下石上1385番地 |
| 氏 名 | 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 |

特願 2001-097116

出願人履歴情報

識別番号

[000003078]

1. 変更年月日 1990年 8月22日
 [変更理由] 新規登録
 住 所 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
 氏 名 株式会社東芝

2. 変更年月日 2001年 7月 2日
 [変更理由] 住所変更
 住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 氏 名 株式会社東芝

3. 変更年月日 2003年 5月 9日
 [変更理由] 名称変更
 住所変更
 住 所 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 氏 名 株式会社東芝